

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

Санкт-Петербургский государственный университет

Основная образовательная программа “Свободные искусства и науки”

Зеленкина Дарья Александровна

ПРИМЕНЕНИЕ ВЕЙВЛЕТ АНАЛИЗА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ
КОГЕРЕНТНОСТИ ЭЭГ КОРРЕЛЯТ ВНИМАНИЯ В ЗАДАЧАХ
ПРИПОМИНАНИЯ И ВООБРАЖЕНИЯ

Выпускная квалификационная работа по направлению подготовки
035300/50.03.01 “Искусства и гуманитарные науки”

Профиль подготовки “Сложные системы”

Научный руководитель:

Князева Ирина Сергеевна,
кандидат физ.-мат.наук, доцент
СПбГУ

Санкт-Петербург

2017

Оглавление

Введение.....	3
Обзор предметной области.....	5
Исследования синхронизации.....	7
Дизайн эксперимента и первичная обработка данных.....	12
Математические методы.....	15
Частотно-временной анализ.....	15
Вейвлет-когерентность.....	19
Результаты.....	25
Выводы и обсуждения.....	34
Список литературы.....	37
Приложение.....	41
Программная реализация функций вейвлет-когерентности, фазовой вейвлет-когерентности и предобработки данных.....	41

Введение

Данная работа посвящена применению метода фазовой вейвлет-когерентности для исследования особенностей мозговой активности при организации таких процессов ментального внимания, как воображение и припоминание.

Под ментальным (или интеллектуальным) вниманием в современной психофизиологии понимают внутренне-направленные процессы внимания, как противоположность вниманию сенсорному, направленному на восприятие извне [1, 2]. До недавнего времени экспериментальные исследования в большей степени были посвящены сенсорному вниманию, однако сейчас интерес к исследованию интеллектуального внимания значительно возрос. Наиболее популярным подходом к изучению упомянутых процессов является анализ спектральной мощности сигналов ЭЭГ [3-7], в то время как методам, выявляющим межканальные связи уделяется не так много внимания, что усиливает актуальность данного исследования.

Наша работа основана на эксперименте, проведенном в Институте мозга человека имени Н.П.Бехтеревой (ИМЧ РАН), направленном на изучение особенностей таких процессов или состояний, как продуктивное и репродуктивное воображение (или творческое воображение и вспоминание), которые относятся к процессам ментального внимания. Авторы эксперимента предполагают, что вышеупомянутые процессы являются схожими, но, тем не менее, характеризуются качественными отличиями. Поэтому целью данной работы является выявление количественных различий в межканальных взаимодействиях для вышеназванных типов когнитивных заданий.

Ожидается, что заявленный метод анализа ЭЭГ позволит получить дополнительную информацию о мозговых механизмах, связанных с процессами вспоминания и воображения. Так в литературе преобладают тенденции связывать состояния направленного внимания с усилением

когерентности ЭЭГ между передними и задними областями коры в различных частотных диапазонах ЭЭГ [8].

Процесс воображения предположительно является более сложным видом деятельности по сравнению с воспоминаниями, требует большего когнитивного контроля. Поэтому, согласно представлениям о роли лобных отделов коры в процессах управления и контроля [9-11], можно предположить большие значения когерентности в высокочастотных бета2 и гамма диапазонах ЭЭГ в лобных отделах для воображения, по сравнению с состоянием воспоминания.

Также, поскольку оба состояния – продуктивное и репродуктивное воображение – связаны с процессом визуализации, можно ожидать увеличения когерентности в альфа диапазоне ЭЭГ в обоих заданиях в затылочных и зрительных зонах коры.

Обзор предметной области

Человеческий мозг представляет собой невероятно сложную систему, состоящую из огромного количества элементов (нейронов), объединенных в сети с крайне сложной топологической структурой. При этом сами нейроны характеризуются собственной динамикой.

Электроэнцефалография является одним из традиционных и эффективных методов регистрации электрической активности головного мозга. Запись электроэнцефалограмм у человека проводится посредством размещаемых на коже головы электродов. Фактически, ЭЭГ есть “усредненная сумма электрических полей, генерируемых синаптическими токами большой группы нейронов в окрестности регистрирующего электрода” [12].

Однако, для того, чтобы лучше понять принципы функционирования головного мозга, недостаточно просто измерить его электрическую активность. Для извлечения более детальной информации из ЭЭГ часто применяется частотно-временной анализ [13]. Эффективность этого подхода определяется тем, что на электроэнцефалограммах выделяются различные ритмы и периодические колебания, частоты которых являются важными характеристиками функциональной активности нервных структур [12]. Частотный состав ЭЭГ может изменяться в зависимости от функциональной активности той области мозга, которую он характеризует, и того, как она взаимодействует с другими областями. Таким образом, данный подход позволяет выявить связи между различными областями головного мозга, проанализировать нейро-биологические механизмы, стоящие за проявлением различных типов ритмической активности, и закономерности их формирования.

В настоящий момент направление разработки и внедрения методов исследования частотно-временных особенностей ЭЭГ является одним из наиболее актуальных и активно развиваемых в современной

нейрофизиологии [12]. Ведь помимо научного значения, оно также имеет важность с прикладной точки зрения, в частности, связанное с разработкой новых методов диагностики и анализа функциональных состояний головного мозга, создании систем мониторинга патологической активности, а также нейрокомпьютерных интерфейсов (brain-computer interface).

Поскольку ЭЭГ можно рассматривать как временной ряд, который содержит значения амплитуды некоторой величины (разности потенциалов), нам предоставляется возможность использовать теоретическую базу и математический аппарат анализа временных рядов для обработки электроэнцефалограмм.

Традиционно в спектрах ЭЭГ выделяют несколько частотных диапазонов, покрывающих частоты от 0.5 до 80 Гц [12]. Присутствие в сигнале ЭЭГ колебаний с частотами, соответствующими каждому из этих диапазонов, обычно связывается с различными состояниями мозга, которые конкурируют друг с другом [12]. Более того, колебания в различных частотных диапазонах могут проявляться в одни и те же моменты времени.

Наиболее широко распространенным методом спектрального (частотного) анализа ЭЭГ является преобразование Фурье [13]. Этот метод позволяет выявить спектральный состав сигнала, однако, строго говоря, применим только к стационарным сигналам. Поскольку ЭЭГ представляет собой нестационарный сигнал, спектральные и статистические характеристики которого изменяются с течением времени, Фурье-анализ был адаптирован под особенности такого временного ряда. В частности, вместо обычного Фурье-преобразования используют оконное [12], чтобы имитировать локализацию во времени. Но подобная модификация также имеет недостатки, так как использует фиксированное временное окно, которое не может быть адаптировано к локальным свойствам сигнала.

Альтернативой оконному Фурье-преобразованию, не имеющей вышеуказанного недостатка, является такой математический аппарат, как

вейвлет-преобразование. Из различных приложений данного аппарата в других областях известно [12], что вейвлет-анализ пригоден для исследования нестационарных сигналов и обладает такими важными особенностями, как

- локализация особенностей сигнала во временной и частотной областях;
- вариабельность в выборе базиса, по которому раскладывается сигнал, что позволяет учесть особенности анализируемых данных;
- низкая чувствительность к зашумленным данным;
- эффективность анализа коротких временных рядов.

Эти характеристики обосновывают значимость аппарата вейвлет-преобразования для осуществления анализа ЭЭГ.

Исследования синхронизации

Не менее важным направлением исследования сигналов ЭЭГ является определение наличия связи между различными отделами головного мозга (brain connectivity). Поскольку известно [13], что определенные когнитивные процессы, сопровождаются синхронизацией активности нейронных ансамблей, выявление подобных особенностей мозговой организации может быть полезным как для улучшения понимания различных мозговых процессов, так и для совершенствования диагностики патологий.

Известно, что именно синхронизированная активность нейронов является основным механизмом образования ритмов [13], несмотря на то, что общих теоретических положений о принципах их работы и роли в различных процессах пока нет. Также исследования в этой сфере показывают [14], что определенные ритмы имеют важное значение для обработки информации, а их чрезмерное проявление может указывать на наличие патологий и расстройств мозговых функций.

Так как термин «синхронизация» довольно распространен и

используется в различных отраслях науки, его формальное определение может различаться в зависимости от контекста, в котором этот термин применяется. В сфере нейрофизиологии, как в иностранной, так и в отечественной литературе, обычно различают два вида синхронизации [15]:

- синхронизация активности отдельной группы нейронов, которая приводит к образованию ритмов;
- синхронизация колебаний между удалёнными участками мозга или популяциями нейронов.

Что касается синхронизации мозговой активности в смысле связи между активностью нескольких областей головного мозга, частотно-временной анализ также предоставляет ряд методов для подобных исследований.

Поскольку синхронизация – универсальный феномен, признанный во многих естественнонаучных концепциях и имеющий приложение к различным природным системам, в том числе нейро-биологическим, исследования явлений синхронизации в сигналах ЭЭГ показывают [16], что выполнение многих когнитивных задач действительно сопровождается данным феноменом. Этот факт стимулирует дальнейшие исследования связи синхронизации с различными мозговыми процессами и попытки совершенствования методов ее количественной оценки.

Как правило, синхронизация между двумя сигналами может быть вычислена по амплитуде или по фазе [13]. Отсюда и разделение на две величины – спектральную когерентность (*spectral coherence*) и фазовую синхронизацию (*phase synchrony*). В различных литературных источниках можно встретить и другие варианты этих терминов, в зависимости от метода вычисления данных величин.

В общем случае спектральная когерентность [13] измеряет стабильность относительной амплитуды двух сигналов в определенной частотной полосе, то есть, насколько исследуемые сигналы скоррелированы

по их спектральной мощности. Таким образом, когерентность является аналогом коэффициента корреляции, но в частотной области.

Фазовая синхронизация определяет стабильность разности фаз двух сигналов во времени на определенных частотах [13]. Важно отметить, что в отличие от спектральной когерентности, которая помимо информации об амплитуде содержит также информацию о фазе, фазовая синхронизация измеряет связь между сигналами независимо от амплитуды.

Изначально, как и в спектральном анализе, методы вычисления синхронизации сигналов ЭЭГ базировались на предположении о стационарности анализируемого сигнала [12]. Поэтому наиболее распространенным подходом являлось использование функции когерентности, основанной на Фурье-анализе. Однако с развитием аппарата вейвлет-преобразования были разработаны более эффективные аналоги оценки когерентности, основанные, соответственно, на вейвлет-анализе. Более подробно методы вычисления спектральной и фазовой когерентности будут рассмотрены в следующей главе.

Роль синхронизации, как показателя связи между определенными областями головного мозга во время некоторой функциональной активности, неоднократно была продемонстрирована в работах, направленных на исследования как фундаментальных процессов, так и патологических отклонений [12].

Так, было показано, что механизмы синхронизации в гамма-ритме могут отвечать за нейронную пластичность соответствующих областей мозга и обмен информацией между нейронными сетями во время процессов работы кратковременной и долговременной памяти, в частности кодирования и извлечения информации из памяти [15]. А также показана роль других ритмов в процессах фокусировки и подавления внимания. Более того, с помощью анализа синхронизации была продемонстрирована роль памяти в процессах воображения и мечтаний о будущем [17].

Использование вышеуказанных методов позволило получить информацию о процессах восприятия визуального искусства и даже выявить отличия в мозговой организации этих процессов у художников и обычных людей [18]. Кроме этого, те же исследователи не только подтвердили ранее установленный факт, что занятия музыкой влияют на пространственное мышление человека, но и смогли продемонстрировать анатомические различия при ментальном вращении предмета у музыкантов и людей, не занимающихся музыкой [19]. Есть также примеры успешного применения анализа синхронизированной активности в распознавании различных задач умственной деятельности [20] (например, воображения двигательной активности), в исследованиях процессов сна [21] и эмоциональных откликов на различные стимулы [22].

Применение подобного анализа распространено и в исследованиях, посвященных патологическим заболеваниям [23], таким как болезнь Паркинсона, шизофрения, аутизм. Однако, одной из самых распространенных областей остается изучение эпилептических припадков, а именно моделирование процессов перехода от нормальной активности к эпилептической и попытки предсказания этого перехода [24].

Исследование, в котором мы принимаем участие, направлено на выявление особенностей электрической активности мозга при реализации таких ментальных процессов как творческое воображение и воспоминание. Авторы этого исследования ранее уже изучали механизмы так называемого внутреннего или ментального внимания, к которым относятся воображение и воспоминание, на примере заданий, где испытуемым необходимо было визуализировать и прожить в воображении некие события из собственной жизни или же предложенные сюжеты из пьес А.П. Чехова [24]. На основании этих работ нашим коллегам удалось предположить, что процессы визуализации по памяти и в ходе воображения имеют разные мозговые механизмы, что подтвердилось результатами частотно-временного анализа

ЭЭГ. Однако в ходе количественного анализа рассматривались только внутриканальные взаимодействия, и оценивалась локальная синхронизация (возникновение определенных ритмов на основании активности внутри отдельной группы нейронов). Поэтому остается открытым вопрос – какую роль в вышеуказанных процессах играет взаимодействие между несколькими популяциями нейронов, находящимися в разных участках головного мозга.

На основании рассмотренных литературных источников и мировых исследований можно предположить, что концепция синхронизации, как показателя связи удаленных популяций нейронов, и соответствующий ей математический аппарат могут быть успешно применены к имеющейся задаче для того, чтобы выявить дополнительную информацию о специфике мозговых механизмов и ментальных операций, происходящих во время процессов воспоминания и воображения. Это обосновывает актуальность попытки применения методов оценки межканальных взаимодействий в рамках текущего исследования.

Дизайн эксперимента и первичная обработка данных

В ходе данного исследования сотрудниками Института мозга человека был проведен эксперимент, направленный на стимуляцию процессов воспоминания и воображения у испытуемых.

Эксперимент состоял из трех видов заданий: на память, воображение и сенсорное восприятие и трех соответствующих им контрольных заданий. Каждое задание предъявлялось отдельным блоком, состоящим из 40-80 проб. В общем виде проба состоит из вербального стимула и белого экрана или слайда с изображением.

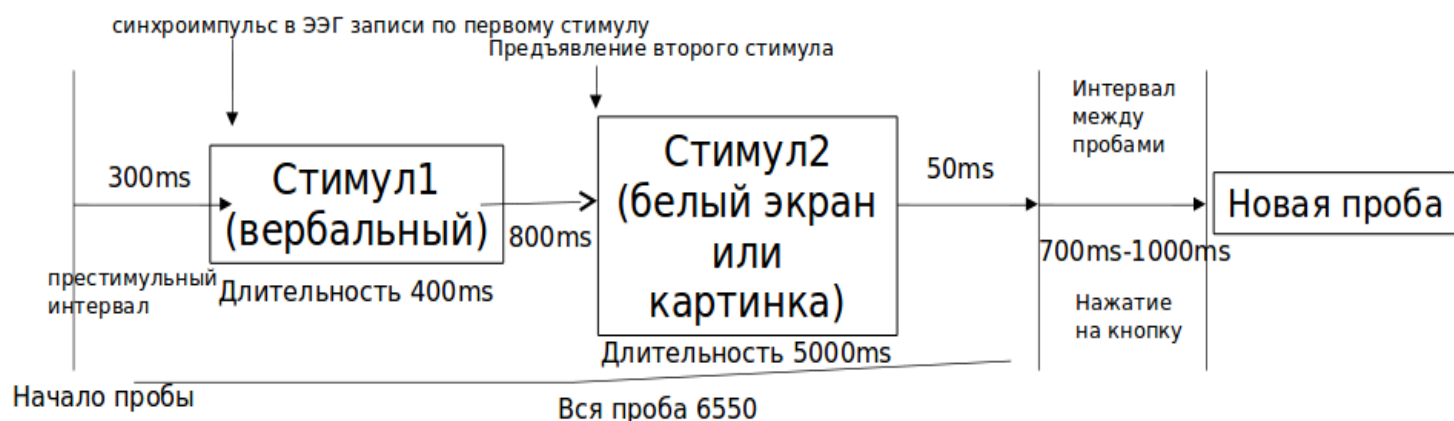


Рисунок 1. Общая схема пробы. Длительность проб – 6500 мс, престимульный интервал – 300 мс, длительность первого (вербального) стимула - 400 мс, длительность второго стимула (изображение) 5000 мс, длительность интервала между двумя стимулами в паре – 800 мс. Интервал между пробами рандомизирован – от 700 мс до 1000 мс.

В задании на сенсорное восприятие испытуемому в качестве вербального стимула предъявлялось некое слово. Затем необходимо было рассмотреть и запомнить картинку, соответствующую этому вербальному стимулу, и нажать на кнопку после картинки.

В задании на память или репродуктивное воображение также предъявлялось слово в качестве вербального стимула, затем при предъявлении белого экрана испытуемому необходимо было вспомнить и визуализировать картинку, соответствующую предъявленному вербальному стимулу, и нажать на кнопку, если визуализация удалась.

Продуктивное или творческое воображение подразумевало задачу придумать и визуализировать химерное изображение. Здесь вербальный стимул содержал уже два слова. Далее, на фоне белого экрана испытуемый должен был вспомнить ранее предъявленные изображения, соответствующие этим словам, придумать и визуализировать на белом экране некий химерный объект из двух изображений. А также нажать на кнопку, если удалось выполнить задание.

В контрольных блоках инструкция к заданию отсутствовала. Таким образом, испытуемые после вербального стимула рассматривали картинку или смотрели на белый экран, а после него нажимали кнопку.

Во время выполнения испытуемыми заданий велась запись электроэнцефалограмм для измерения электрической активности мозга во время проявления стимулируемых процессов.

Полученные данные представляют собой файлы с 19-канальными сигналами ЭЭГ, записанными с частотой дискретизации 500 Гц. Электроды расположены на поверхности головы в соответствии с системой 10-20 (рис.2). Очистка от артефактов была проведена методом независимых компонент. Также были доступны файлы с указанием времени начала новой пробы для каждого сигнала, которые мы использовали для написания процедуры разметки сигнала на пробы. Кроме того, поскольку не все пробы были пройдены испытуемыми успешно (не удалось выполнить задание или сигнал был сильно зашумлен мышечными артефактами вследствие движений испытуемого), нам предстояло вырезать из сигналов все пробы, обозначенные экспериментатором как неудачные.

Промаркировав каждый отсчет сигнала номером пробы, к которой он относится, мы смогли вычислить минимальное количество отсчетов в имеющихся пробах (изначально длина каждой пробы была разной), чтобы привести их к одинаковой длине.

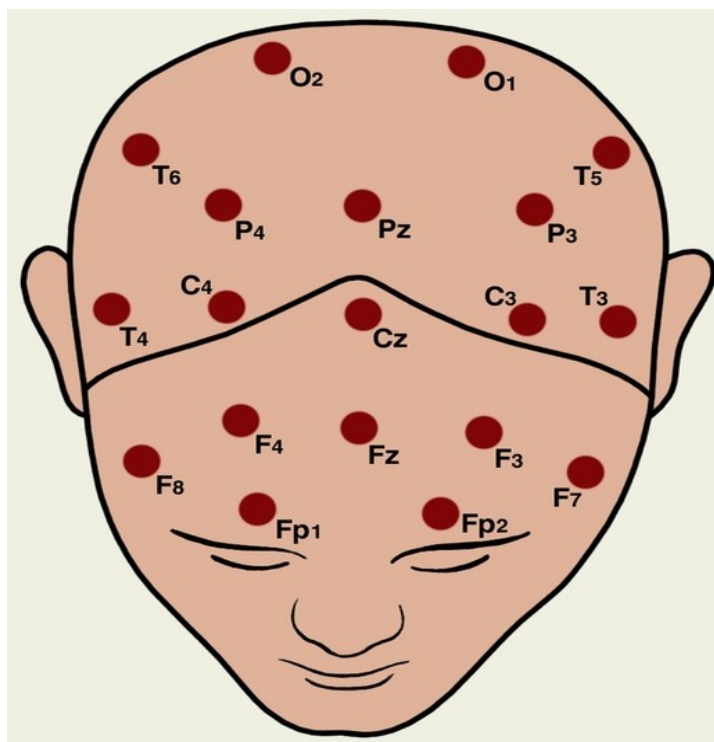


Рисунок 2. Расположение электродов на поверхности головы в соответствии с системой 10-20 [26]. Обозначения областей черепа: F — лобная, O — затылочная область, P — теменная, T — височная, C — центральная. Нечетные номера отведений относятся к левому полушарию, а четные — к правому. Буквой Z обозначается отведение от верхушки черепа.

Математические методы

Частотно-временной анализ

Преобразование Фурье один из важнейших и фундаментальных математических процедур для частотно-временного анализа. Основная его идея заключается в том, чтобы осуществить скалярное произведение имеющегося сигнала и комплексных синусоид с различными частотами [12]. А поскольку комплексные синусоиды содержат в себе три характеристики: частоту, амплитуду (или мощность) и фазу, то и результат Фурье-преобразования репрезентацию исходного сигнала в рамках этих трех характеристик. При этом информация, содержащаяся в сигнале не теряется, что позволяет совершать обратное преобразование, тем самым реконструируя исходный сигнал из его Фурье-образа. Ниже приведена формула дискретного Фурье-преобразования сигнала x с частотой f [13].

$$X_f = \sum_{k=0}^{n-1} x_k e^{-i 2\pi f k n^{-1}}$$

Здесь n – количество отсчетов в сигнале, а X_f – коэффициент сигнала в момент времени k на частоте f .

Для удобства визуализации результата преобразования Фурье, как правило, оставляют две размерности – мощность и частоту. На рисунке 3 продемонстрирован пример подобной визуализации. На панелях A1 и B1 изображены синусоиды с частотами 3 и 8 Гц соответственно, и их сумма (панель C1). На нижних панелях – соответствующие этим сигналам спектры Фурье.

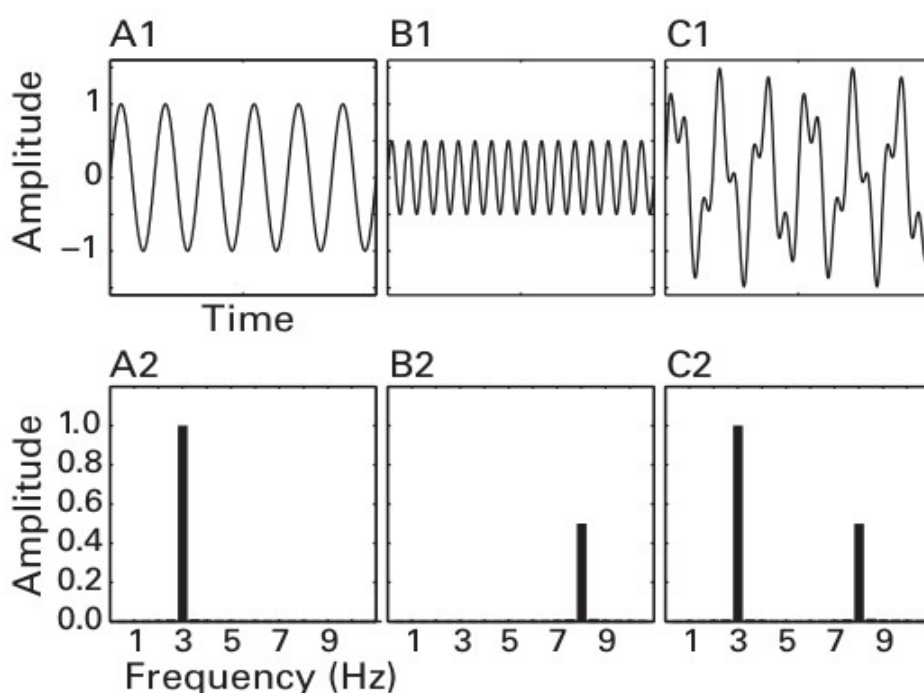


Рисунок 3. Визуализация Фурье-спектров (A2-C2) для синусоид с частотами 3 (A1) Гц, 8 (B1) Гц и их суммы (C1) [13].

Таким образом, преобразование Фурье позволяет перейти от временного представления сигнала к частотному. Для того, чтобы совершить обратную процедуру, то есть восстановить исходный временной ряд по его частотному представлению, необходимо выполнить обратное Фурье-преобразование [13]:

$$x_k = \sum_{n=0}^{N-1} X_n e^{i2\pi f_k n^{-1}}.$$

Поскольку считается, что преобразование Фурье предоставляет идеальное разрешение в частотной области, то и обратная процедура приведет к идеальной реконструкции сигнала [12]. То есть, обе процедуры происходят без какой-либо потери информации.

Еще одно важное свойство преобразования Фурье проистекает из теоремы о свертке, которая утверждает, что процедура свертки во временной области – то же самое, что процедура умножения в частотной области [13]. Отсюда следует, что свертка двух сигналов в их временном представлении

есть не что иное, как умножение Фурье-образов этих сигналов. Это свойство является важным для компьютерной реализации процедуры свертки, поскольку такая замена существенно ускоряет вычислительный процесс.

Тем не менее, у Фурье-анализа имеется серьезный недостаток – он подразумевает, что анализируемый сигнал является стационарным, то есть его спектральные характеристики не изменяются во времени [13]. Однако если мы хотим анализировать такие сигналы, как ЭЭГ, то нам необходимо применять другой математический аппарат, который подходит для обработки нестационарных сигналов.

Одним из таких аппаратов является вейвлет-преобразование [12]. По аналогии с преобразованием Фурье, вейвлет-преобразование сигнала состоит в его разложении по некоторому базису. Отличие заключается в том, что при вейвлет-преобразовании базис, по которому разлагается сигнал, задается не гармоническими функциями. Здесь в качестве базиса выступают хорошо локализованные во временной и частотной областях функции, полученные путем растяжения и сдвига материнского вейвлета. Использование подобных локализованных функций-вейвлетов позволяет проводить анализ процессов, статистические характеристики которых изменяются во времени, и обеспечивает двумерную развертку сигнала, при которой время и частота воспринимаются как независимые переменные.

В своей работе в качестве материнского вейвлета мы используем комплексный вейвлет Морле, который определяется следующей формулой [13]

$$\psi(t) = e^{-t^2/2\sigma^2} e^{i2\pi ft}.$$

Таким образом, вейвлет Морле получается в результате умножения гауссианы на комплексную синусоиду. При этом стандартное отклонение гауссианы σ^2 является функцией, зависящей от частоты f [27]. На рисунке 4 изображен график вейвлета Морле (сплошной линией отображена его вещественная часть, а пунктирной – мнимая), и его Фурье-спектр. Отсюда

видно, что такая функция действительно является хорошо локализованной как во временной области, так и в частотной. Благодаря этому, свертка с такой функцией аналогична узкому полосовому фильтру.

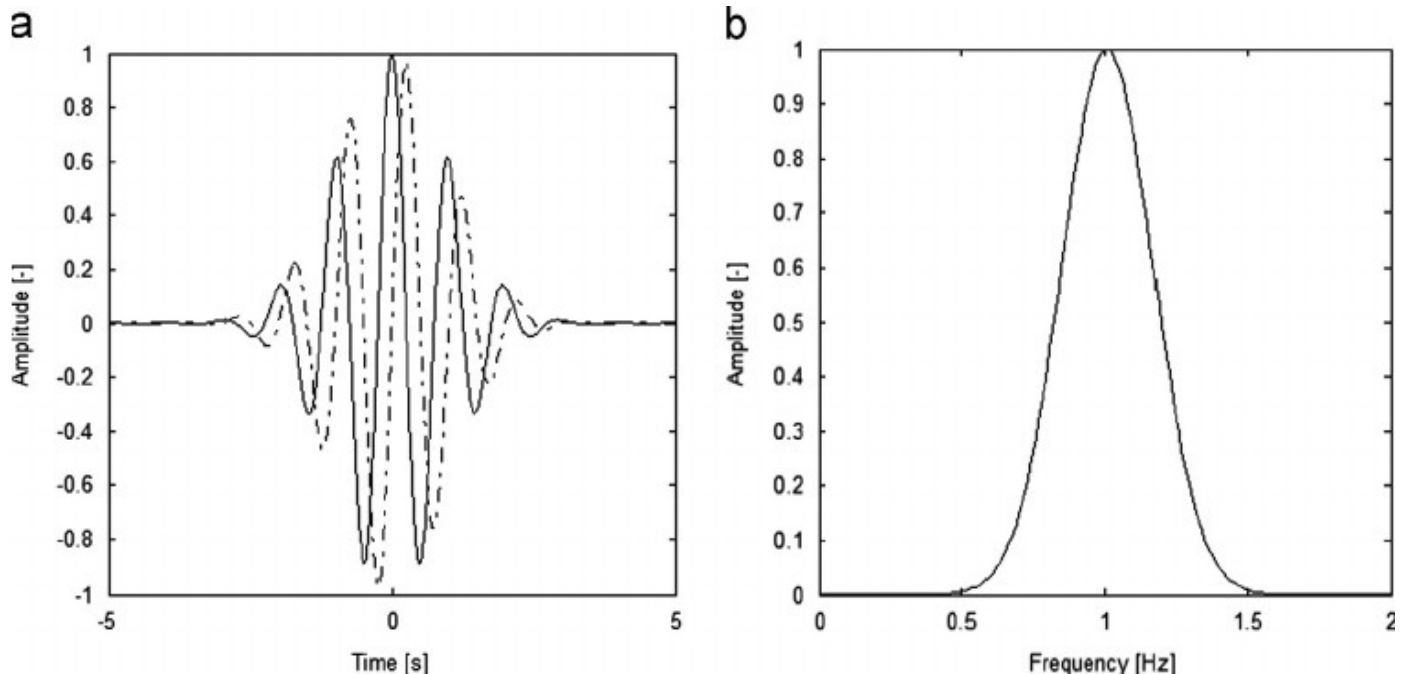


Рисунок 4. Комплексный вейвлет Морле (слева) с частотой 1 Гц [28]. Сплошной линией отображена вещественная часть, пунктирной – мнимая. Фурье-спектр вейвлета (справа).

Процедура вейвлет-преобразования, собственно, и представляет собой свертку исходного сигнала и вейвлета. Так же, как и в преобразовании Фурье, наш базис (вейвлет) имеет определенную, интересующую нас частоту. Но, поскольку он локализован во времени, то в процессе свертки сдвигается по всему сигналу, в отличие от Фурье, где базисная функция имеет длину сигнала. Формально непрерывное вейвлет-преобразование задается формулой [13]

$$W_x(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt ,$$

где a и b - параметры, задающие ширину вейвлета и его сдвиг по времени, соответственно. На выходе мы получаем временной ряд, состоящий

из вейвлет-коэффициентов, которые отображают изменение частотной картины сигнала во времени.

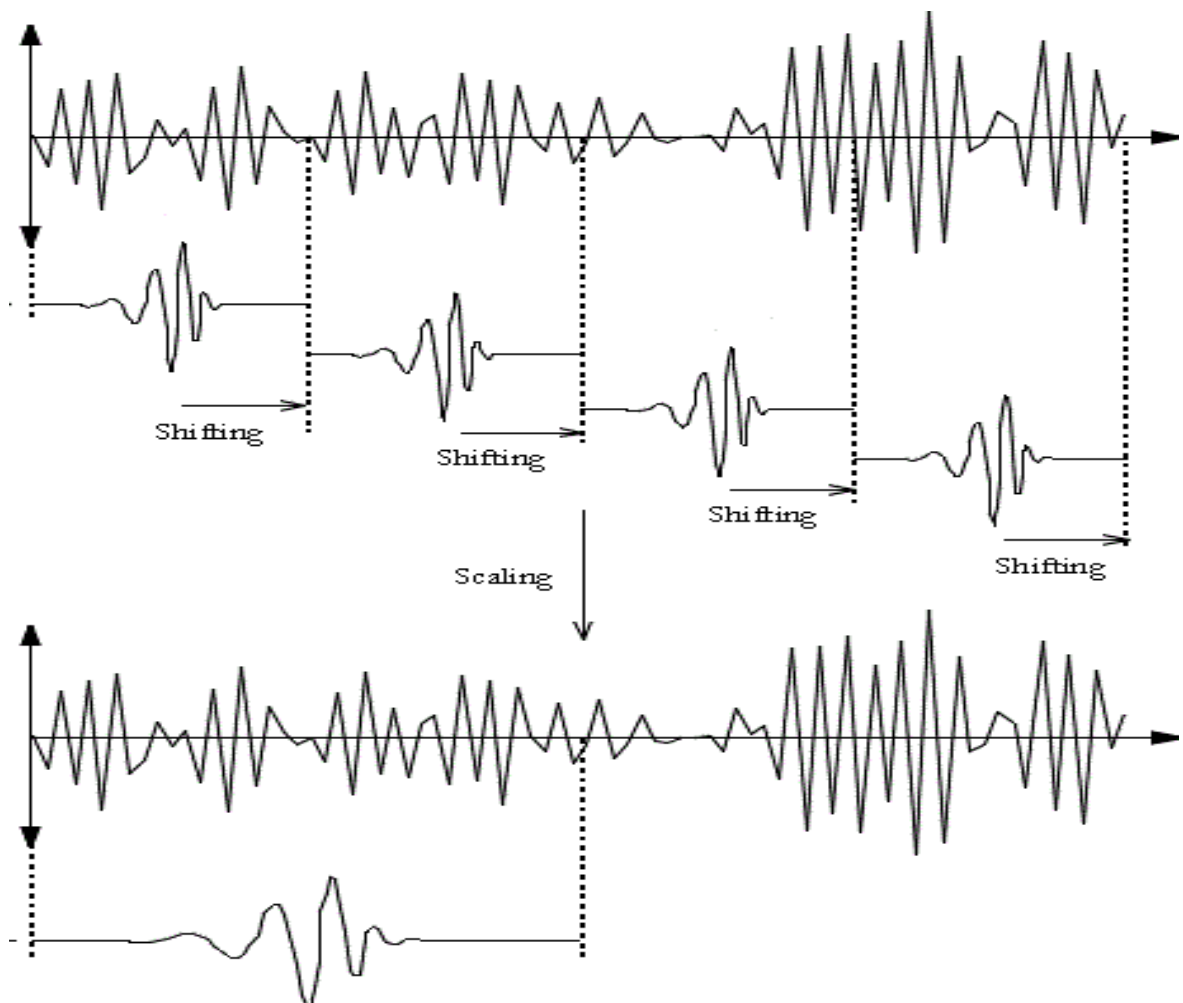


Рисунок 5. Процедура вейвлет-преобразования. В процессе свертки вейвлет сдвигается по всему сигналу (shifting). Затем меняется его ширина (scaling), и процедура повторяется снова [28].

Вычисление вейвлет-преобразования подобным образом может быть довольно затратно с вычислительной точки зрения. Поэтому в своей реализации алгоритма мы, согласно теореме о свертке, заменяем эту процедуру на свертку Фурье-образов сигнала и вейвлета, а затем совершаем обратное Фурье-преобразование.

Вейвлет-когерентность

Поскольку сигнал, полученный в результате вейвлет-преобразования

содержит в себе информацию об амплитуде частот и фазе, то и понятие связи между такими сигналами основывается на этой информации [13]. Для того, чтобы ее извлечь, мы использовали две метрики, которые успешно применяются в исследованиях нейрофизиологических сигналов.

Первая из них – вейвлет-когерентность (спектральная когерентность) [27]. Аппроксимация вейвлет-когерентности между двумя сигналами подразумевает вычисление коэффициента корреляции между частотными компонентами этих сигналов, как функции, зависящей от времени. То есть, данная метрика является аналогом коэффициента корреляции, но не во временной, а в частотной области.

Вычисление вейвлет-когерентности сигналов x и y для частоты f и времени t производится следующим образом [27]

$$WCo(t, f) = \frac{|SW_{xy}(t, f)|}{[SW_{xx}(t, f) \cdot SW_{yy}(t, f)]^{1/2}} .$$

Здесь SW_{xx} и SW_{yy} - вейвлет-спектры, а SW_{xy} - кросс-спектр сигналов x и y . Кросс-спектр определяется, как скалярное произведение вейвлет-преобразований двух сигналов [27]:

$$SW_{xy}(\tau, f) = \int_{t-\delta/2}^{t+\delta/2} W_x(\tau, f) \cdot W_y^*(\tau, f) d\tau ,$$

где δ - это параметр, который определяет размер окна и зависит от частоты f .

Кроме этого, для того, чтобы получить отдельно информацию о фазовой связи двух сигналов, вычисляется фазовая вейвлет-когерентность (phase-locking value, PLV) []. Как правило, говорят о наличии фазовой связи между двумя сигналами [], если разница их фаз не изменяется с течением некоторого времени. Таким образом, фазовая вейвлет-когерентность пары сигналов вычисляется, как усредненная разность их фазовых углов [13, 29].

$$PLV(f, t) = \left| \frac{1}{N_{trial}} \cdot \sum_{trial=1}^{N_{trial}} e^{i(\phi_{y, trial}(f, \tau) - \phi_{x, trial}(f, \tau))} \right| .$$

Разность фазовых углов, в свою очередь, определяется следующим образом [29]:

$$e^{i(\phi_{y,trial}(f,\tau)-\phi_{x,trial}(f,\tau))} = \frac{W_x(\tau,f)W_y^*(\tau,f)}{|W_x(\tau,f)W_y(\tau,f)|}.$$

Обе метрики когерентности изменяются от 0 до 1. 0 означает полное отсутствие связи, а 1 – идеальную синхронизированность сигналов.

Таким образом, на основании вышеописанных методов нами были программно реализованы функции вычисления вейвлет-преобразования, вейвлет-когерентности и фазовой вейвлет-когерентности.

Работоспособность алгоритма вычисления вышеописанных характеристик была протестирована на суррогатных данных. Спектральная когерентность тестировалась на двух зашумленных синусоидах s_1 и s_2 [27]

$$s_1 = \varepsilon_1(t) + \alpha(t) \cdot \varepsilon_2(t),$$

$$s_2 = \varepsilon_2(t) + \alpha(t) \cdot \varepsilon_1(t).$$

Где ε_1 и ε_2 – белый шум, а $\alpha(t)$ – синусоида с частотой 0.6 Гц.

$$\alpha(t) = 0.5 + 0.5 \sin\left(2\pi \frac{6}{10} t\right).$$

Поскольку спектры мощности шумов равны, а их кросс-спектр равен нулю, по ним можно аналитически вычислить теоретическое значение вейвлет-когерентности, как функции от α [27]:

$$\varrho(t) = \frac{4\alpha(t)^2}{(1+\alpha(t)^2)^2}.$$

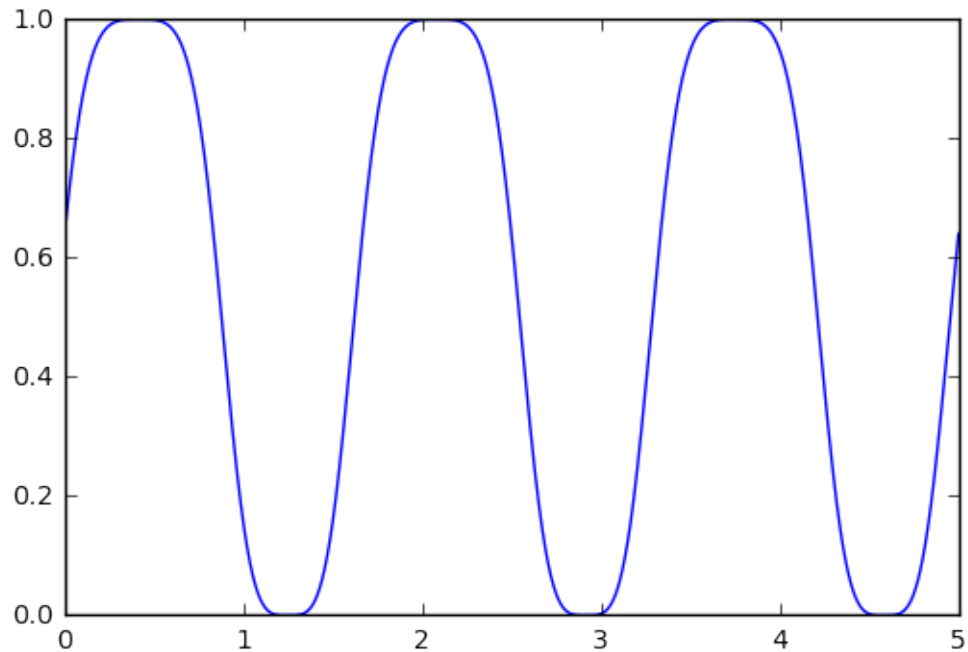


Рисунок 6. Функция вейвлет-когерентности, вычисленная аналитически.

Знание теоретического значения спектральной вейвлет-когерентности данных сигналов позволило нам оценить качество работы нашего вычислительного алгоритма. Результат его работы демонстрирует, что наша оценка вейвлет-когерентности коррелирует с теоретическим значением на 85%. На графиках (рис.6-7) также видно, что функция вейвлет-когерентности корректно следует истинной функции.

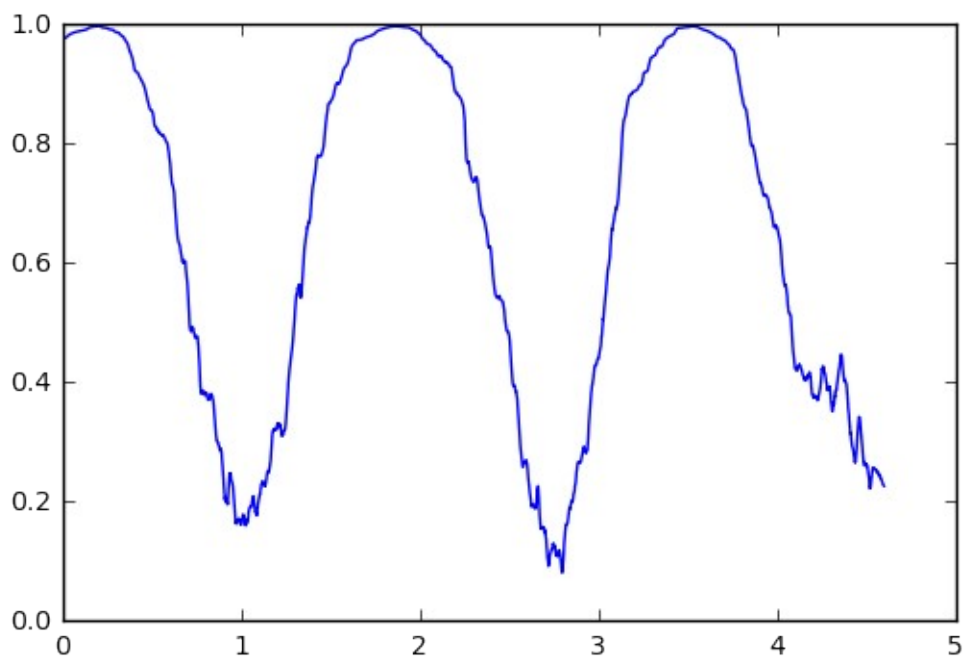


Рисунок 7. Вейвлет-когерентность, вычисленная эмпирически.

Для тестирования алгоритма вычисления фазовой вейвлет-когерентности были сгенерированы два сигнала, состоящие из зашумленных синусоид с частотами 10 и 50 Гц. При этом частоты проявляются в сигналах в разные промежутки времени (рис.8). Затем с помощью реализованной нами функции была вычислена фазовая когерентность для частоты 10 Гц. Поскольку из интуитивных соображений очевидно, в какой момент времени фазовая когерентность должна быть максимальна для выбранной частоты, продемонстрированный результат работы функции является достоверным (рис.9).

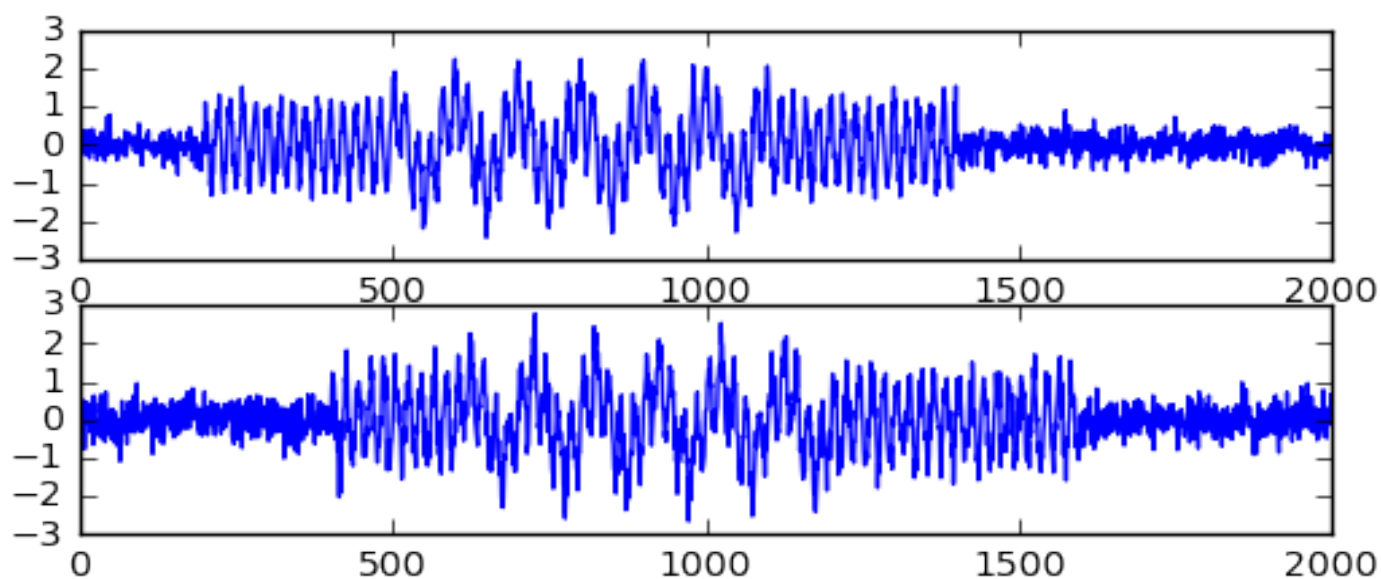


Рисунок 8. Модельные сигналы – зашумленные синусоиды с частотными компонентами 10 и 50 Гц.

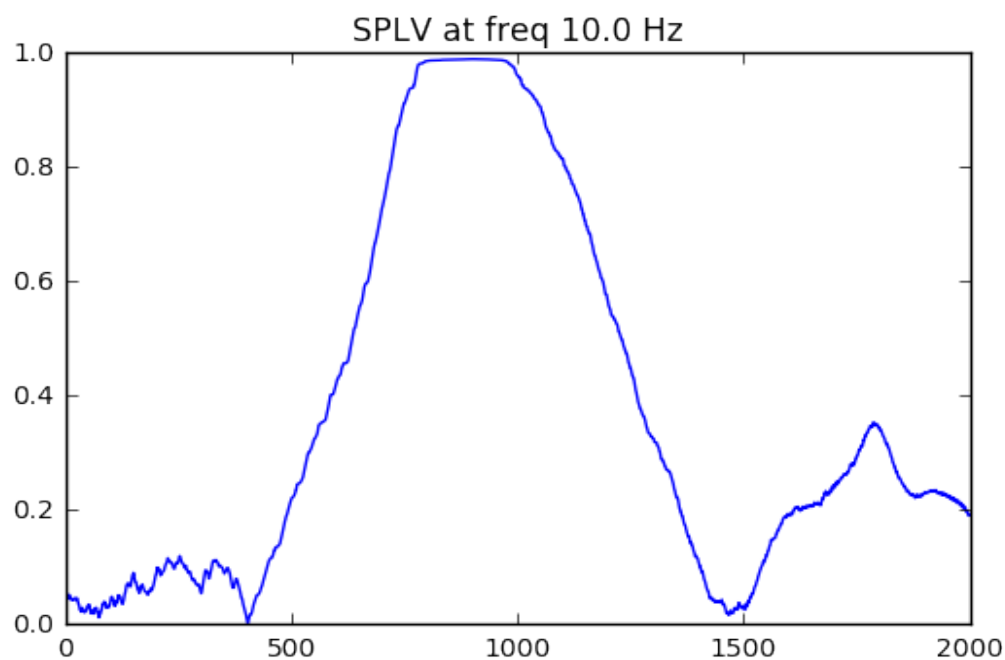


Рисунок 9. Фазовая вейвлет-когерентность модельных сигналов, вычисленная для частоты 10 Гц. Как и предполагалось, функция достигает максимума на том отрезке времени, где осцилляции с данной частотой присутствуют в обоих сигналах

Результаты

Анализ фазовой вейвлет-когерентности был проведен по 28 испытуемым для всех возможных пар отведений в частотных диапазонах тета (4,5-7,5 Гц), альфа1 (7,5-9,5 Гц), альфа2 (9,5-12,5 Гц), бета1 (12,5-18 Гц), бета2 (18-30 Гц), гамма (30-40 Гц). Затем результаты были усреднены по испытуемым и нормализованы. Нормализация проводилась путем деления среднего по группе на стандартное отклонение по группе. Таким образом мы получили картину межканальных взаимодействий во время процессов вспоминания и воображения.

Стоит отметить, что полученные результаты содержат большое количество информации, нуждающейся в качественной интерпретации, так как отражают специфику каждого межканального взаимодействия. Для определенных пар каналов, характеризующихся высоким показателем фазовой синхронизации, разница между процессами вспоминания и воображения практически не видна. Например, на рисунке 10 отображена синхронизация между каналами Fr2 и F4. Временной отрезок, представленный на графике охватывает всю длину пробы. Последние 5 секунд пробы как раз отведены на предъявление белого экрана, когда испытуемому было необходимо вспомнить изображение или придумать его и нажать на кнопку. На графиках видно, что взаимодействие данной пары каналов характеризуется высокой фазовой связью в тета и альфа ритмах для обоих типов заданий на протяжении всей длительности стимула.

На рисунках 11 и 12 показаны взаимодействия между каналами Fz-T3 и C4-O2, как показательные примеры того, что некоторые взаимодействия сопровождаются синхронизацией на высоких частотах (диапазоны бета1, бета2 и гамма), а некоторые – на самых низких (диапазон дельта). При этом временные интервалы синхронизированной активности очень маленькие.

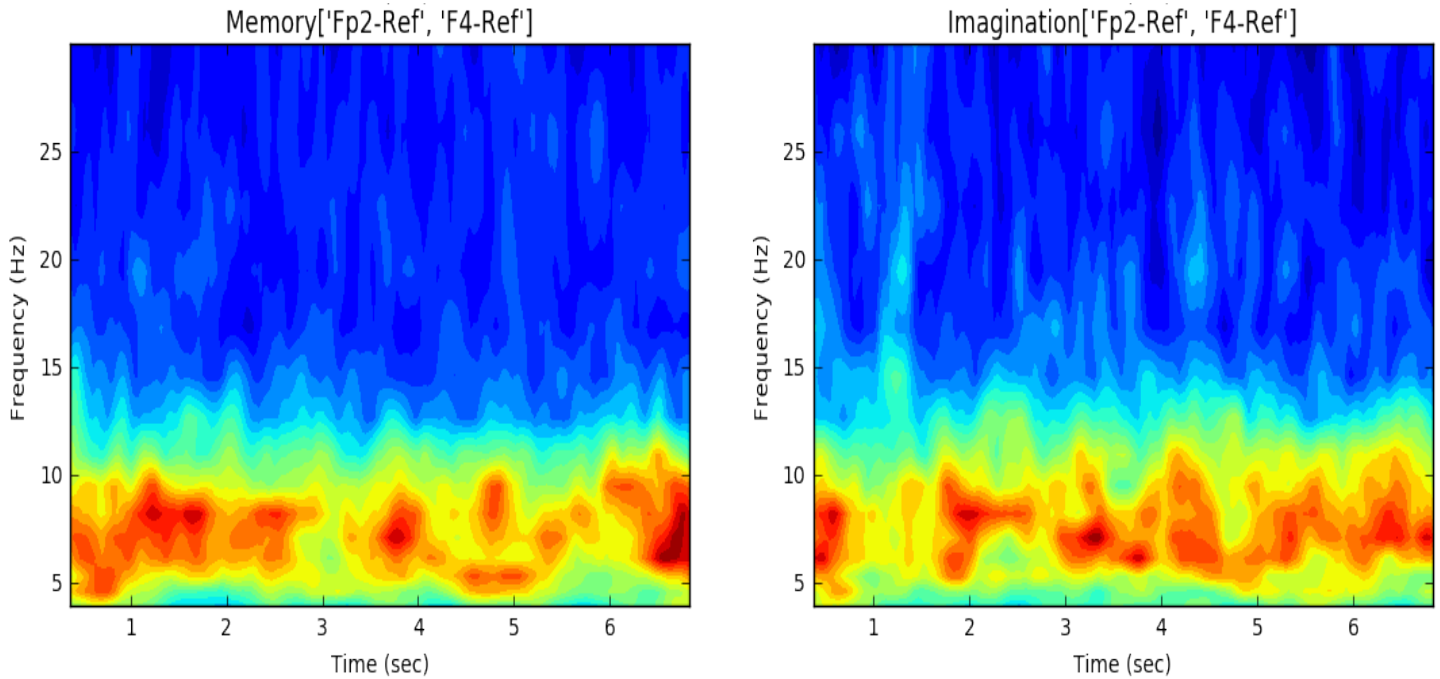


Рисунок 10. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия Fp2-F4 (лобные доли) для заданий на воспоминание (memory) и воображение (imagination).

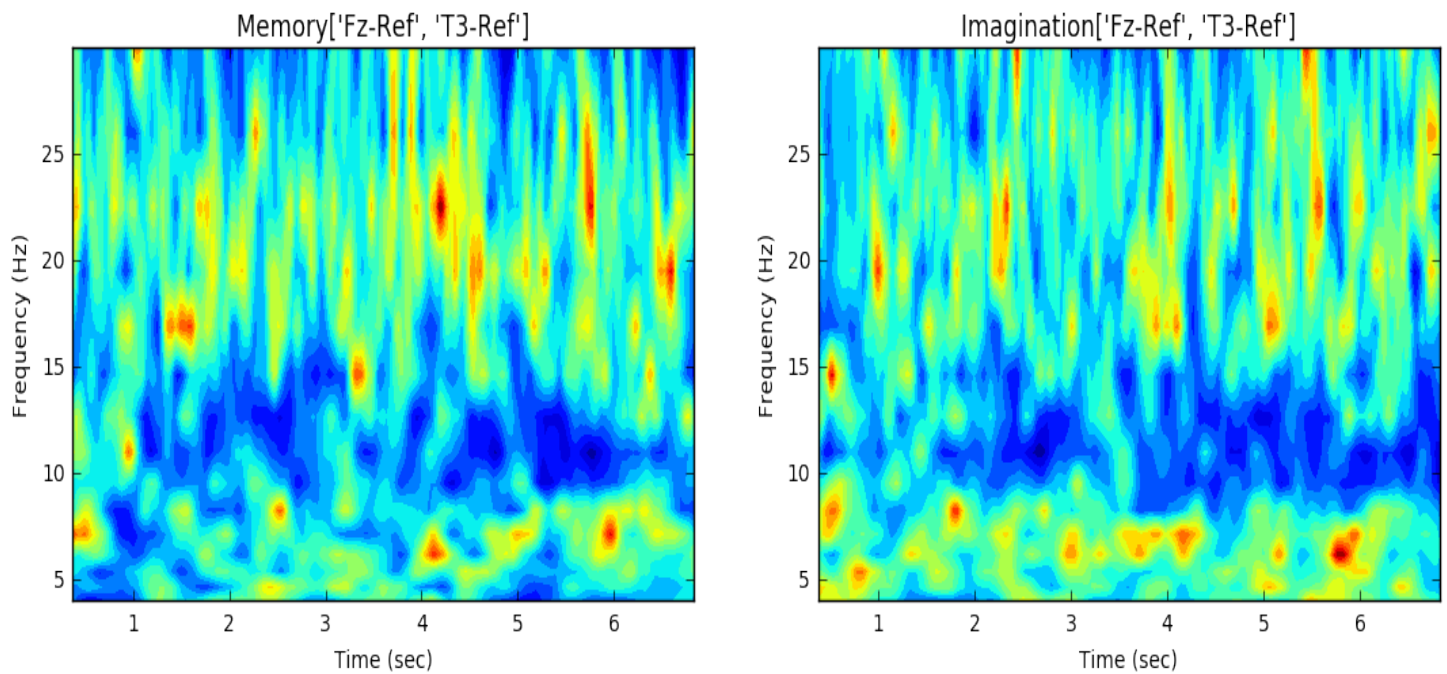


Рисунок 11. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия Fz-T3 (лобные и височные доли) для заданий на воспоминание (memory) и воображение (imagination).

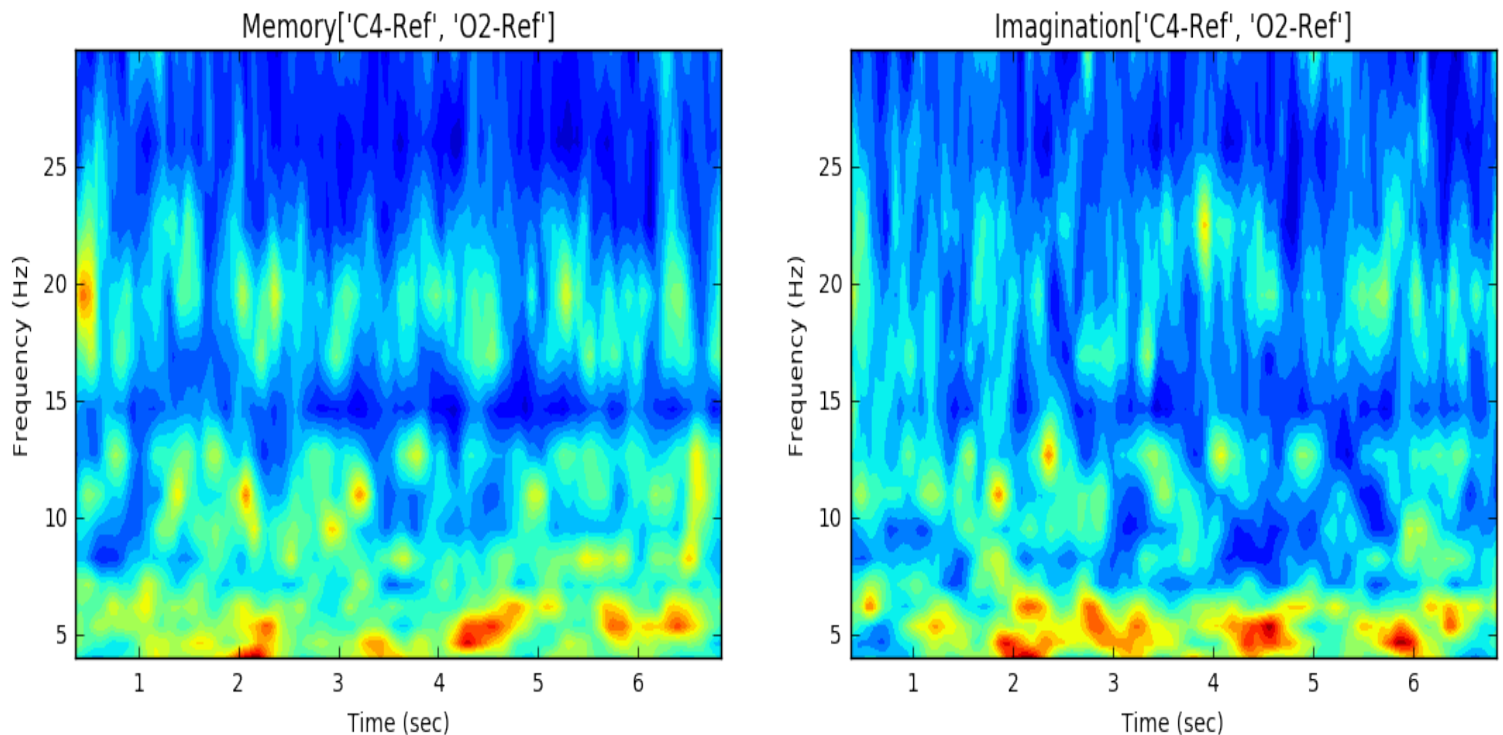


Рисунок 12. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия C4-O2 (центральная и затылочная области) для заданий на воспоминание (memory) и воображение (imagination).

Также были выявлены области мозга, связанная активность которых практически не проявляется во время выполнения задания как на воображение, так и на воспоминание. Среди них, к примеру, такие пары каналов, как F8-P3 и T3-Pz (рис.13).

Однако, поскольку нашей задачей является нахождение количественных различий, наибольший интерес для нас представляют межканальные взаимодействия, в которых ярко выражены различия между процессами воспоминания и воображения.

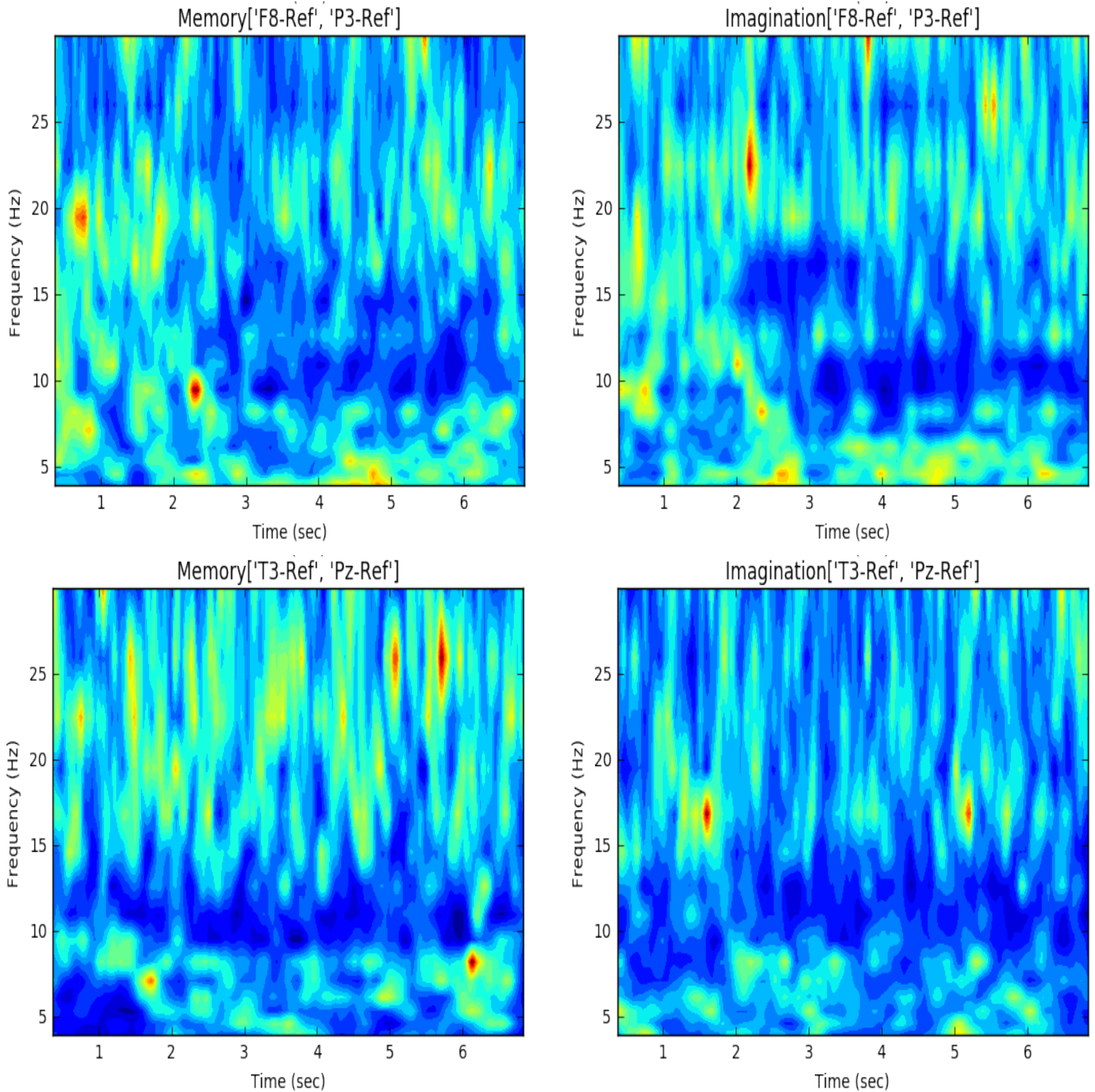


Рисунок 13. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия F8-P3 (лобная и теменная доли) и T3-Pz (височная и теменная доли) для заданий на вспоминание (memory) и воображение (imagination).

Например, для пары каналов F4-T3 отмечается высокий показатель фазовой синхронизации на высоких частотах при выполнении задания на

вспоминание (рис.14). В то же время в процессе воображения связь между активностью этих зон мозга не проявляется вообще. Это дает основание полагать, что данное межканальное взаимодействие характерно только для одного из тестируемых состояний, а именно для состояния репродуктивного воображения.

Похожая картина наблюдается для канала С4 в паре с отведениями Т5 и Р3. В состоянии репродуктивного воображения мы видим синхронизованность сигналов по фазе в высоко- и низкочастотных диапазонах, а для продуктивного воображения она отсутствует или проявляется лишь на очень коротки¹ промежуток времени в определенном частотном диапазоне (рис. 15).

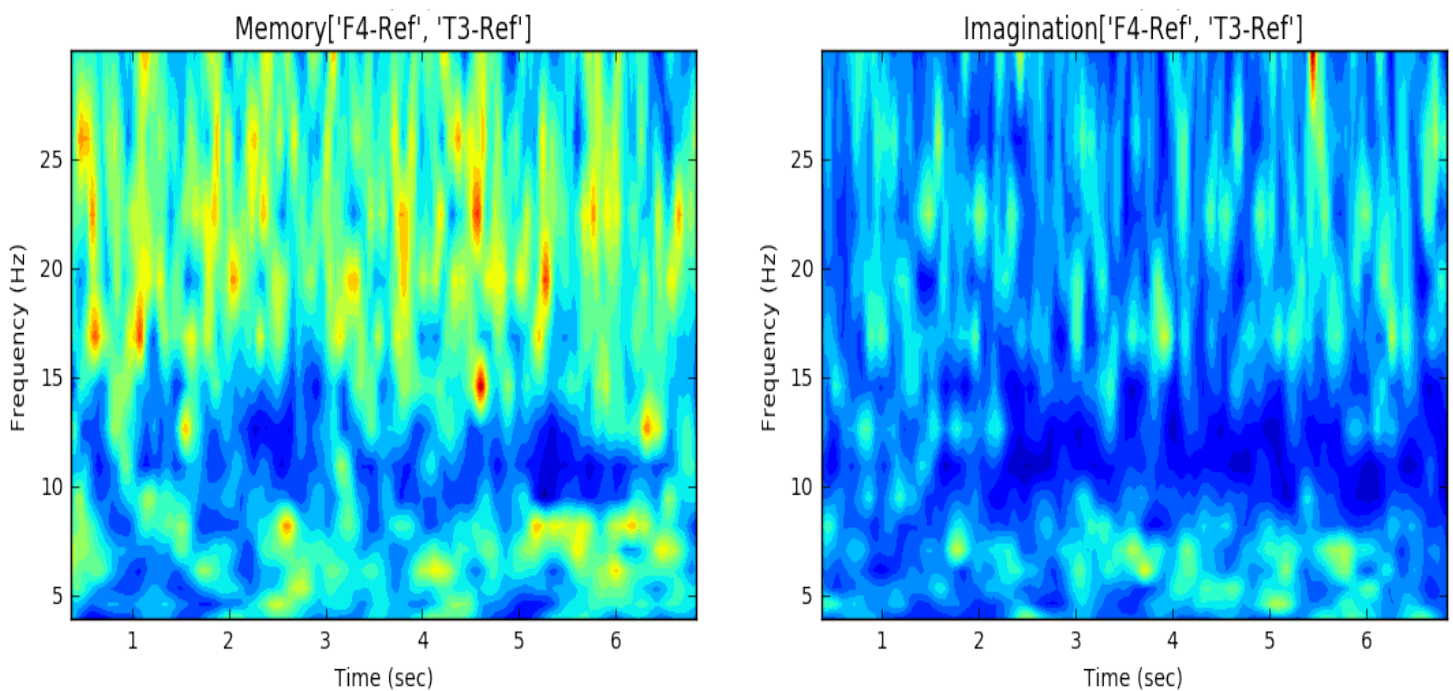


Рисунок 14. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия F4-T3 (лобная и височная области) для заданий на вспоминание (memory) и воображение (imagination).

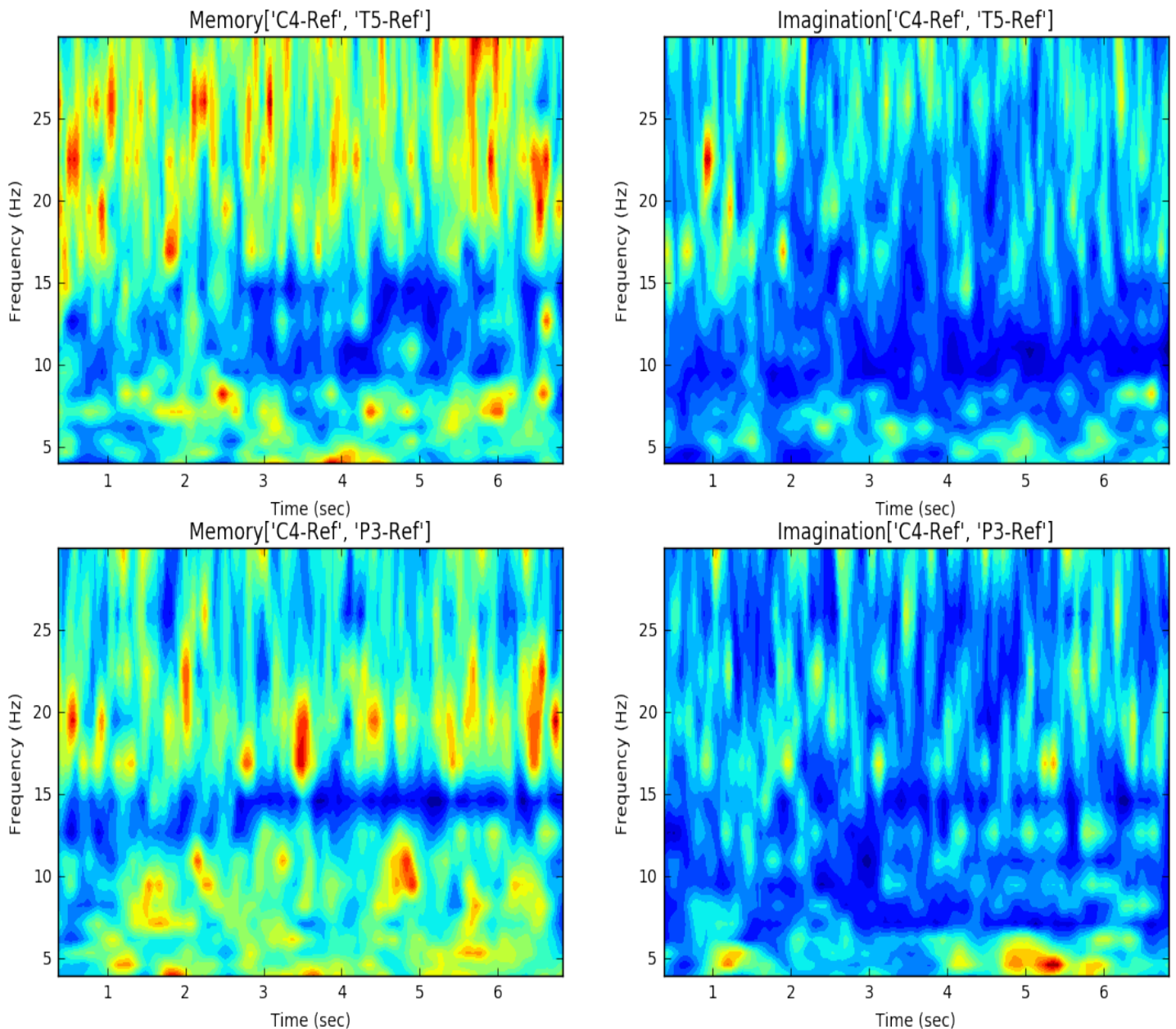


Рисунок 15. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия С4-Т5 (центральная и височная области) и С4-Р3 (центральная и теменная области) для заданий на вспоминание (memory) и воображение (imagination).

Стоит также привести примеры взаимодействий, которые, наоборот, присутствуют в состоянии продуктивного воображения, но отсутствуют или

не так ярко выражены при реализации процессов вспоминания. На рисунке 16 продемонстрирована динамика фазовой когерентности между каналами F7 и Cz. Видно, что на интервале, соответствующем предъявлению второго стимула, в случае задания на припоминание синхронизации между этими каналами нет. Однако в случае воображения появляется связь в частотных диапазонах тета и альфа1.

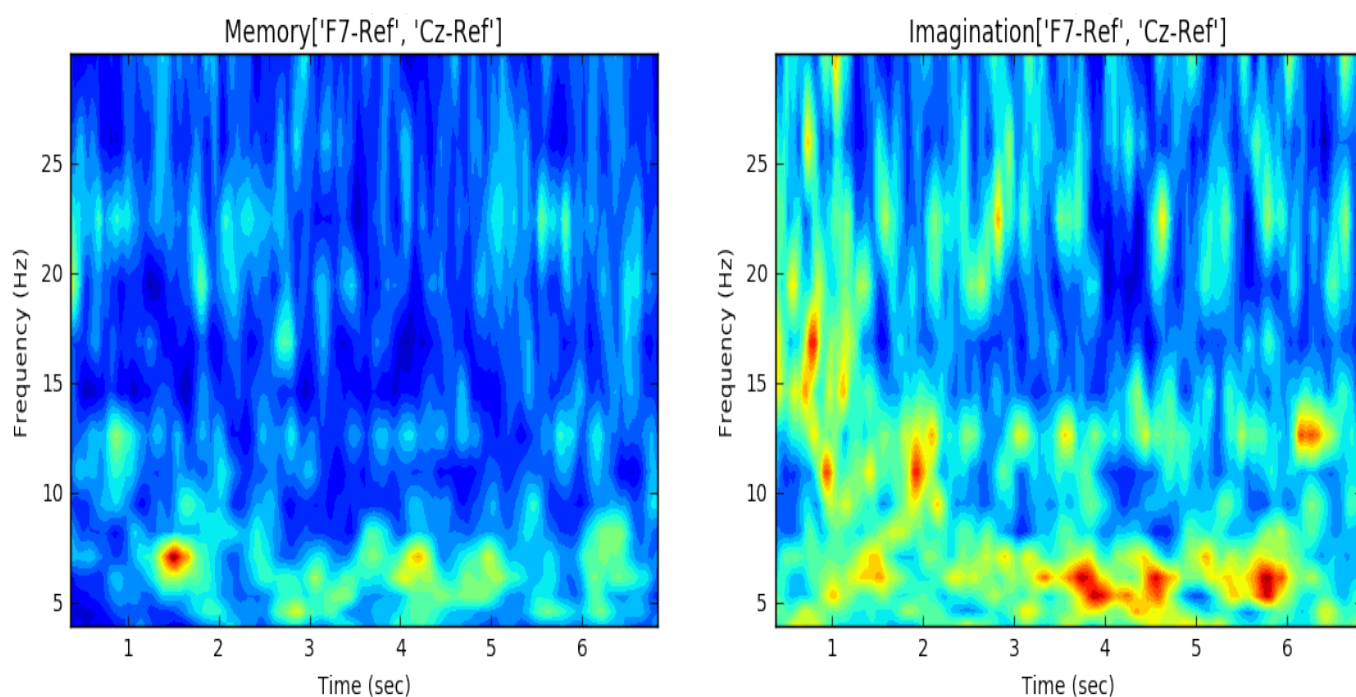


Рисунок 16. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия F7-Cz (лобная и центральная доли) для заданий на вспоминание (memory) и воображение (imagination).

Такой же эффект наблюдается и для некоторых других пар каналов, например, Cz и P3 (рис.17). На графиках отчетливо видно, что связь между областями мозга, соответствующими этим электродам, также возникает только в процессе продуктивного воображения. При этом фазовая синхронизация проявляется не только на низкочастотных диапазонах, но и высокочастотных. При организации процесса репродуктивного воображения

корреляция активности соответствующих групп нейронов значительно отличается.

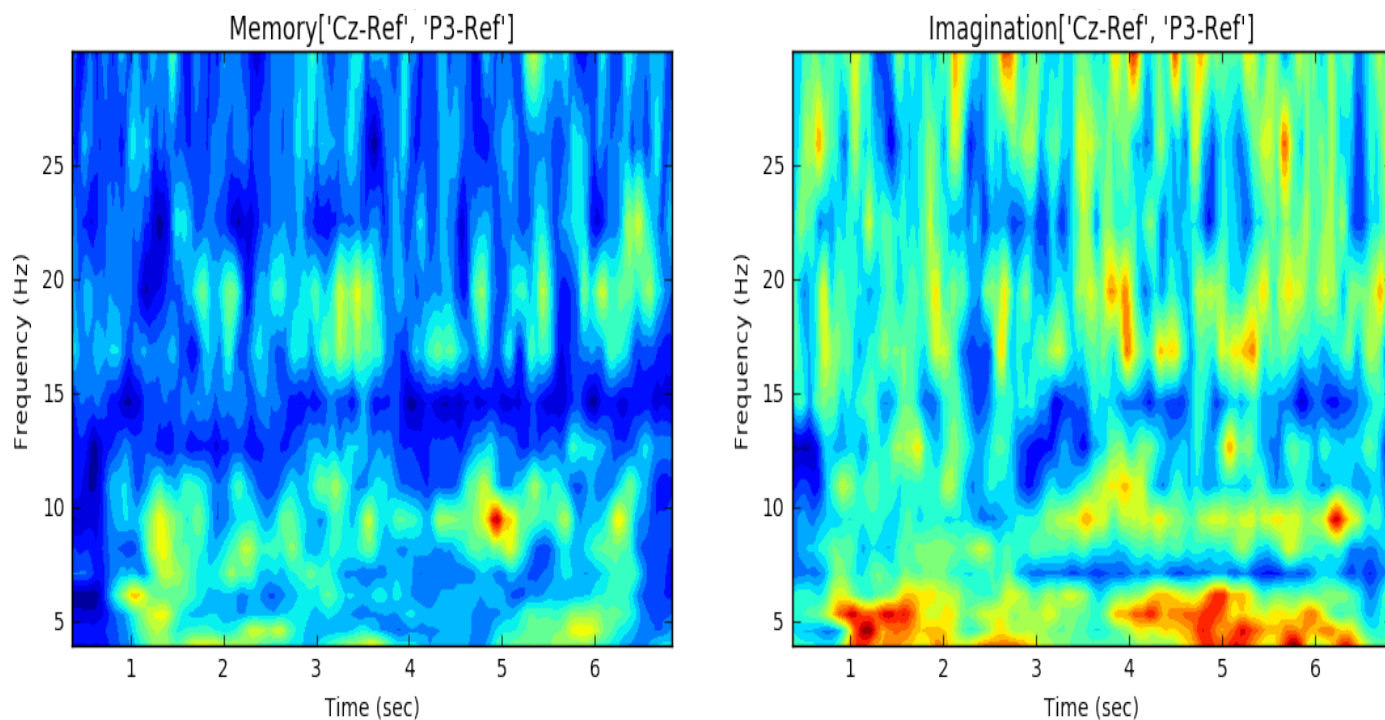


Рисунок 17. Результаты вычисления фазовой вейвлет-синхронизации межканального взаимодействия Cz-P3 (центральная и теменная доли) для заданий на вспоминание (memory) и воображение (imagination).

Выводы и обсуждения

В настоящей работе были исследованы возможности применения аппарата частотно-временного анализа, а именно фазовой вейвлет-когерентности, для анализа активности мозга в состояниях различных видов ментального внимания. Алгоритм был применен к данным полученным в ходе эксперимента, тестирующего состояния продуктивного и репродуктивного воображения.

Поскольку авторы эксперимента на основании своих предыдущих работ предполагают существование качественных различий между процессами воспоминания и воображения, наша цель состояла в том, чтобы проверить это предположение с помощью вышеназванных количественных методов. В ходе нашей работы были проанализированы электроэнцефалограммы 28 испытуемых, выполнивших задания на воспоминание и воображение. Фазовая вейвлет-когерентность вычислялась для всех пар электродов и затем усреднялась по всем испытуемым. Тем самым, было проанализировано 171 межканальное взаимодействие.

Как и предполагалось, высокий показатель синхронизации был обнаружен в разных частотных диапазонах между лобными и затылочными зонами коры. А также фазовая синхронизация лобных долей с другими в высокочастотных бета и гамма диапазонах, затылочных – в диапазоне альфа.

Кроме этого, анализ фазовой синхронизации позволил извлечь дополнительную информацию о взаимодействии различных зон головного мозга. Как показали результаты, фазовая связь также наблюдается между активностью нейронных ансамблей других областей (центральные-лобные, центральные-затылочные, лобные-височные и др.). Что более важно, взаимодействие конкретных пар каналов, относящихся к этим областям, может быть как общим для обоих исследуемых процессов (воспоминания и творческого воображения), так и специфичным только для одного из них. Благодаря этому, удалось выявить количественные различия между

состояниями продуктивного и репродуктивного воображения на уровне межканальных взаимодействий. А также продемонстрировать применимость и эффективность метода фазовой вейвлет-синхронизации, как подхода к решению подобного рода задач.

Что касается качественной интерпретации выявленных характеристик, полученные результаты согласуются с источниками, в которых состояния направленного внимания (сенсорного и ментального) связываются с увеличением когерентности ЭЭГ в высокочастотных диапазонах между передними и задними областями коры [8, 30].

Кроме того, обнаруженное увеличение когерентности в низкочастотных диапазонах (тета и альфа1) в передних отделах коры соотносится с похожими наблюдениями при переходе от внешне-ориентированного состояния покоя (глаза открыты) к внутренне-ориентированному (глаза закрыты) [5, 6], извлечении информации из памяти и построении ментальных образов [30] и медитативных практик [31]. Поэтому есть основания предполагать, что полученный результат относится к процессу концентрации внимания на внутренних процессах, его интернализации в состояниях продуктивного и репродуктивного воображения.

Известно, что точки зрения психофизиологии исследуемые состояния являются схожими, так как оба связаны с извлечением информации из памяти и манипулированием ментальными зрительными образами [32, 33]. Однако результаты данной работы продемонстрировали и различия между процессами вспоминания и воображения. Это может быть объяснено тем, что включение синхронизированной активности дополнительных сетей в организацию процессов вспоминания связано с работой механизма сопоставления с оригиналом, в то время как продуктивное воображение преимущественно сопровождается произвольным потоком ассоциаций. Полученные результаты также частично согласуются с экспериментальными данными других авторов, которые показывают, что реализация подобных

состояний сопровождается активацией разных когерентных зон коры головного мозга [34].

Список литературы

1. Дормашев Ю.Б., Романов В.Я. Психология внимания. - М.: Тривола, 1995. - 347 с.
2. Фаликман М.В. Общая психология. Том 4. Внимание. - М.: Academia, 2010. - 480 с.
3. Ray W.J., Cole H.W. EEG activity during cognitive processing: influence of attentional factors // Int. J. Psychophysiol. 1985. V. 3. P. 43.
4. Cooper, N.R., Croft, R.J., Dominey, S.J.J., Burgess, A.P., Gruzelier, J.H., 2003. Paradox lost? Exploring the role of alpha oscillations during externally vs. internally directed attention and the implications for idling and inhibition hypotheses. Int. J. Psychophysiol. 47, 65–74.
5. Данько С.Г. Об отражении различных аспектов активации мозга в электроэнцефалограмме: что показывает количественная электроэнцефалография состояний покоя с открытыми и закрытыми глазами // Физиология человека. 2006. Т.32. №4. с.5-17.
6. Бойцова Ю.А., Данько С.Г. Изменения ЭЭГ при сравнении состояний покоя с открытыми и закрытыми глазами в условиях темноты // Физиология человека. 2010. Т.36. №3. С.138-141.
7. Benedek M. Schickel R.J., Jauk E., Fink A., Neubauer A.C. Alpha power increases in right parietal cortex reflects focused internal attention // Neuropsychologia. 2014. 56. 393-400.
8. Мачинский Н.О., Мачинская Р.И., Труш В.Д. Электрофизиологическое исследование функциональной организации мозга человека при направленном внимании. Сообщение 1. Взрослые в норме // Физиология человека. 1990. Т. 16. № 2. С. 5
9. Luria A.R. The Working Brain: An Introduction To Neuropsychology. Basic books, 1976.
10. Cooper R., Winter A.L., Crow H.J., Walter W.G. Comparison of subcortical, cortical and scalp activity using chronically indwelling electrodes in man.

Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Volume 18, Issue 3, February 1965, Pages 217–228.

11. Pribram KH. The far frontal cortex as executive processor: proprieties, priorities and practical inference. Downward Processes in the Perception Representation Mechanisms/Eds Taddei-Ferretti Cl., Musio K. Singapore, New Jersey, London, Hong Kong.: World Sci, 1998.
12. Hramov A.E., Koronovskii, A.A., Makarov V.A., Pavlov A.N., Sitnikova E. Wavelets in Neuroscience. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2015.
13. Cohen M.X. Analyzing Neural Time Series Data. Theory and Practice. Massachusetts Institute of Technology, 2014.
14. W. Klimesch (November 1996). Memory processes, brain oscillations and EEG synchronization. International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology 24 (1-2): 61–100.
15. Juergen Fell & Nikolai Axmacher (February 2011). The role of phase synchronization in memory processes. Nature reviews. Neuroscience 12 (2): 105–118.
16. Bowyer S. M. Coherence a measure of the brain networks: past and present. Neuropsychiatric Electrophysiology, 2016.
17. Schacter D.L., Addis D.R., Hassabis D., Martin V.C., Spreng R.N., Szpunar K. The Future of Memory: Remembering, Imagining, and the Brain. Neuron, 2012.
18. Bhattacharya J., Petsche H. Shadows of artistry: cortical synchrony during perception and imagery of visual art. Cognitive Brain Research 13 (2002) 179–186.
19. Bhattacharya J., Petsche H., Feldmann U., Rescher B. EEG gamma-band phase synchronization between posterior and frontal cortex during mental rotation in humans. Neuroscience Letters 311, 2001.
20. Gysels E., Celka P. Phase Synchronization for the Recognition of Mental Tasks in a Brain–Computer Interface. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Vol. 12, No. 4, December 2004.

21. Mezeiová K., Paluš M. Comparison of coherence and phase synchronization of the human sleep electroencephalogram.
22. Ward L.M.. Synchronous neural oscillations and cognitive processes. Trends in Cognitive Sciences Vol.7 No.12, December 2003.
23. Schnitzler A. Gross J. Normal and pathological oscillatory communication in the brain. Nature reviews. Neuroscience 6 (4): 285–296, 2005.
24. Rangaprakash D., Pradhan N. Study of phase synchronization in multichannel seizure EEG using nonlinear recurrence measure. Biomedical Signal Processing and Control 11, 2014, 114–122.
25. Бойцова Ю.А. Данько С.Г., Соловьева М.Л. Отражение состояний продуктивного и репродуктивного воображения в локальной синхронизации тета и альфа диапазонов ЭЭГ// Физиология человека, 2017, том 43, № 3, с. 132–136.
26. Академик. Словари и энциклопедии на Академике. URL: http://dic.academic.ru/dic.nsf/enc_medicine/35562/ (дата обращения 3.05.2017).
27. Lachaux J.-P., Lutz A., Rudrauf D., Cosmelli D., Le Van Quyen M., Martinerie J., Varela F.. Estimating the time-course of coherence between single-trial brain signals: an introduction to wavelet coherence.
28. Dzierżach K., Staszewski W.J., Uhl T. Wavelet-based modal analysis for time-variant systems. Mechanical Systems and Signal Processing Volumes 50–51, 2015, Pages 323–337.
29. Lachaux J.-Ph., Rodriguez E., Le van Quyen M., Studying single-trials of phase synchronous activity in the brain. International Journal of Bifurcation and Chaos, Vol. 10, 2000.
30. Von Stein A., Sarnthein J. Different frequencies for different scales of cortical integration: from local gamma to long range alpha/theta synchronization // Int. J. Psychophysiol. 2000. V. 38(3). P. 301.
31. Marzetti L., Di Lanzo C., Zappasodi F., Chella F., Raffone A., Pizzella V. Magnetoencephalographic alpha band connectivity reveals differential default

mode network interactions during focused attention and open monitoring meditation. *Frontiers of Human Neuroscience*, 2014.

32. Baddeley A.I. Working Memory. *Science*, 1992.

33. Moulton S.T., Kosslyn S.M. Imagining predictions: mental imagery as mental emulation. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 2009.

34. Sviderskaya, N.E., Taratynova, G.V. & Kozhedub, R.G. *Neuroscience of Behavioural Physiology* (2006) 36: 941.

Приложение

Программная реализация функций вейвлет-когерентности, фазовой вейвлет-когерентности и предобработки данных

```
import pandas as pd
import numpy as np
from numpy.fft import fft, ifft

class EEGAnalyser:

    wt = []
    data = pd.DataFrame()
    freq = []
    good_trials = []
    norm_data = []
    min_length = 0
    phase_syncr = {}
    spect_syncr = {}
    num_trials = 0

    def __init__(self, srate, min_freq, max_freq, num_freq):
        """
        Define sample rate and parameters for frequencies analysis
        """
        self.srate = srate
        self.min_freq = min_freq
        self.max_freq = max_freq
        self.num_freq = num_freq

    def load_data(self, sig_name, t_name, ftr_name):
        """
        function for loading, segmenting and cutting out failed trials
        sig_name: name of the csv file with the signal
        t_name: name of the TXT file with timing
        ftr_name: name of the txt file with labels of failed trials
        srate: sampling rate of signal
        """

        #load csv file
        df = pd.read_csv(sig_name, sep = ',', header=0)

        p = np.loadtxt(ftr_name)
        #загружаем файл с номерами неудачных проб
        #преобразуем номера неудачных проб в int
        p = p.astype(int)
        #загружаем файл с метками начала новой пробы по времени
        t = np.loadtxt(t_name, skiprows=1, usecols=(0,))
        #переводим метки из секунд в отсчеты (2 ms)
        t = t*self.srate
        #преобразуем номера отсчетов в int
```



```

t = t.astype(int)
#помечаем отсчеты до первой пробы как -1
df.iloc[t[0], 19] = -1
#помечаем все остальные отсчеты номерами проб, к которым они относятся
for i in range(len(t)-1):
    df.iloc[t[i]:t[i+1], 19] = i+1

#помечаем последнюю пробу
df.iloc[t[-1]:, 19] = len(t)
#копируем данные (не знаю зачем, на всякий случай)
df_copy = df
#удаляем неудачные пробы
for k in range(len(p)):
    df_copy.drop(df_copy.index[df_copy['LABEL'] == p[k]], inplace = True)

#удаляем отсчеты до начала первой пробы
df_copy.drop(df_copy.index[df_copy['LABEL'] == -1], inplace = True)

self.data = df_copy

def normalize_data(self):
    """
    Function for data normalization: concatenating all trials of equal min_trial_length
    in one series
    """
    sig = self.data.as_matrix()
    L = sig[:, 19].real.astype(int)
    sig = np.delete(sig, 19, 1)
    N = np.unique(L)
    self.good_trials = N
    self.num_trials = len(N)

    #calculating minimal trial length
    if (self.min_length == 0):
        trial_lengths = np.zeros(len(N))
        for i in range(0, len(N)):
            trial_lengths[i] = np.where(L == N[i])[0].shape[0]
        self.min_length = int(np.amin(trial_lengths))

    #Собираем все пробы в одну серию, но сразу режем на куски равной длины
    for k in np.arange(0, N.shape[0]):
        start = np.where(L == N[k])[0][0] #начало пробы
        if (k==0):
            alldata = sig[start:(start+self.min_length), :]
        else:
            alldata = np.vstack((alldata, sig[start:(start+self.min_length), :]))
    self.norm_data = alldata

def wavelet_transform(self, data):
    """
    Function for wavelet transform computing
    return wt: wavelet transformation for time series or matrix
    freq: vector of used frequencies in Hz
    Function for wavelet transform computing

```

```

data: time series (points x electrodes)
srate: sampling rate in Hz
min_freq: minimal frequency of wavelet
max_freq: max frequency of wavelet
num_freq: number of frequency in interval from min to max
"""

freq = np.logspace(np.log10(self.min_freq), np.log10(self.max_freq), self.num_freq)
range_cycles = [4, 8]
s =
np.logspace(np.log10(range_cycles[0]), np.log10(range_cycles[1]), self.num_freq)/
(2*np.pi*freq)
wavtime = np.arange(-1, 1+1/self.srate, 1/self.srate)
half_wave = np.floor((len(wavtime)-1)/2).astype(int)

nWave = wavtime.shape[0]
nData = data.shape[0]
nConv = nWave + nData - 1
wt = np.zeros(shape = (self.num_freq, nData, data.shape[1]), dtype=complex)

for el in range(0, data.shape[1]):
    for fi in range(0, self.num_freq):
        wavelet = np.exp(2*1j*np.pi*freq[fi]*wavtime)* np.exp(-
np.power(wavtime, 2)/(2*np.power(s[fi], 2)))
        waveletX = fft(wavelet, nConv)
        dataX = fft(data[:, el], nConv)
        convData = ifft(waveletX * dataX)
        convData = convData[half_wave:-half_wave]
        wt[fi, :, el] = convData

self.wt = wt
self.freq = freq

def phase_coherence(self, chanel1_id, chanel2_id, num_points = 300):
    """
    num_points: num_points for computing
    Function for wavelet coherence computing
    based on experiment results
    now accept data after wavelet transform
    """

    #length of time window for phase averaging from 1.5 for lowest freq to 3 cycles
    timewindow = np.linspace(1.5, 3, self.num_freq)
    #length of the largest time window in points
    time_window_largest = np.floor((1000/self.freq[0])*timewindow[0]/
(1000/self.srate)).astype(int)
    times2saveidx = np.linspace(time_window_largest, self.min_length-
time_window_largest, num_points).astype(int)

    ispc = np.zeros(shape = (self.num_freq, len(times2saveidx)), dtype=float)

    data1 = self.wt[:, :, chanel1_id]
    data2 = self.wt[:, :, chanel2_id]
    for fi in range(0, self.num_freq):

```

```

        phase_sig1 =
np.angle(data1[fi, :].reshape(self.min_length,self.num_trials,order='F'))
        phase_sig2 =
np.angle(data2[fi, :].reshape(self.min_length,self.num_trials,order='F'))

        #Phase difference between the signals
        phase_diffs = phase_sig1-phase_sig2

        #Averaging in the sliding window
        #compute time window in indices for this frequency and average inside the
window
        time_window_idx = np.floor((1000/self.freq[fi])*timewindow[fi]/
(1000/self.srate)).astype(int)
        for ti in range(0,len(times2saveidx)):
            phasesynch = abs(np.mean(np.exp(1j*phase_diffs[times2saveidx[ti]-
time_window_idx:times2saveidx[ti]+time_window_idx,:]),axis = 0))

            # then average over trials
            ispc[fi,ti] = np.mean(phasesynch)

    self.phase_synchr = {'ispcs':ispc,'chanIds':[chanel1_id,chanel2_id],'times':
times2saveidx}

    #Computing phase coherence

    # Spectral Coherence (Magnitude-Squared Coherence)
    def spectral_cohr(self, chanel1_id, chanel2_id, num_points = 300):
        """
        compute spectral coherence by wavelet transformed data
        """

        spectcoher = np.zeros(shape=(self.num_freq, num_points), dtype=float)
        times2saveidx = np.linspace(0,self.min_length-1,num_points).astype(int)

        data1 = self.wt[:, :,chanel1_id]
        data2 = self.wt[:, :,chanel2_id]

        for fi in range(0, self.num_freq):
            sig1 = data1[fi, :].reshape(self.min_length,self.num_trials,order='F')
            sig2 = data2[fi, :].reshape(self.min_length,self.num_trials,order='F')

            spec1 = np.mean(np.power(abs(sig1),2), 1)
            spec2 = np.mean(np.power(abs(sig2),2), 1)
            cross_spec = np.power(abs(np.mean(sig1*np.conj(sig2), 1)), 2)
            spectcoher[fi, :] = cross_spec[times2saveidx]/(spec1[times2saveidx] *
spec2[times2saveidx])

        self.spect_synchr = {'spc':spectcoher,'chanIds':[chanel1_id,chanel2_id],'times':
times2saveidx}

```